

MSC.ADAMS PROGRAMRENDSZER FELHASZNÁLÁSA A BIOMECHANIKAI MODELLEZÉSBEN

FEKETE GUSZTÁV - DR. KÁTAI LÁSZLÓ

Abstract

In this paper, a new computational kinematical-kinetical model is introduced which was created in the MSC.ADAMS program system. To make the knee model more realistic, the geometry was mapped from MRI images. The aim of the model development is to analyze the motions of the inner joint (*sliding and rolling properties*) during the flexion of the knee.

Összefoglalás

Ebben a tanulmányban egy új számítógépes biomechanikai modellt mutatunk be, amely az MSC.ADAMS programrendszerben készült. A modell valósághűsége érdekében a geometriát MRI képek alapján hoztuk létre. A modellalkotás célja az volt, hogy a térdízület lokális mozgását (csúszás-gördülés) vizsgáljuk a térd behajlítása közben.

1. Bevezetés, célkitűzés

A gödöllői Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportja a térdízület globális vizsgálatát igen széleskörűen végzi. A különböző kísérleti modellek kialakítása mellett az eredmények igazolása érdekében a modelltörvények felállítását numerikus modellek eredményeivel kívánjuk alátámasztani. A szakirodalomban többek közt J. Heegaard [1] ESB díjjal kitüntetett tanulmánya foglalkozik numerikus számítások alkalmazásával az íz-felület érintkezési feszültség- ill. alakváltozási állapotának megállapításához. Emellett F. Jourdan [2] síkbeli térdízület modellt dolgozott ki kopási jellemzők vizsgálatához, aki alapvetően V.E.M módszert alkalmazott. A szakirodalom a lokális mozgásjellemzők vizsgálatával csak igen kevés esetben foglalkozik, jó példa azonban M. Kassai [3], MSC.NASTRAN programrendszer segítségével végzett tanulmánya, amelyben klasszikus mozgástani egyenletek numerikus megoldásával vizsgálta a térd csúszó-súrlódó mozgását. Jelen dolgozat egy újszerű és kevésbé használt programrendszert használ fel a térdbehajlítás során az ízületben lejátszódó lokális mozgások vizsgálatára.

Az MSC.ADAMS programrendszer előnye MSC.NASTRAN programmal szemben, hogy míg a második egy V.E.M rendszer, amely tud dinamikai feladatokat is kezelni, addig az ADAMS-et speciálisan mechanikai rendszerek dinamikai analízisére fejlesztették ki. Ez magába foglalja a prototípus fejlesztést (például egy biomechanikai rendszer), illetve annak optimalizálását.

Dolgozatom célja annak vizsgálata, hogyan lehet egy térdmodellt létrehozni, a geometriai, statikai, dinamikai jellemzőket úgy meghatározni, hogy az megfelelő modellje legyen a térdmozgás lokális viszonyainak.

2. A térdizület lokális mozgásai

Az izület lokális mozgása csúszásból és gördülésből áll. A mozgás közbeni változásuk, viszonyuk jelenleg ismeretlen. Röntgenfelvételek alapján kutatóorvosok, köztük elsőként Zuppinger, azt állította, hogy térdbehajlításnál a femur és tibia kapcsolata során mintegy 20° -ig gördülés van, majd ennél nagyobb behajlítási szög esetén csúszás és gördülés vegyesen lép fel a felületek között. Pusztán képek alapján eldönteni ezen mozgások arányát, és hogy milyen helyzetben zajlanak le ezen jelenségek, egyszerűen lehetetlen.

Ha a femur és tibia érintkezési pontjait egy abszolút koordináta-rendszerben meghatározzuk, akkor értelmezhetünk egy-egy pályagörbét. Ha mozgás során a két pályagörbe ívhossza megegyezik, akkor állíthatjuk, hogy a két test tisztán gördül, míg értelemszerűen, ha nem egyenlők, akkor már csúszás is fellép.

3. A modell

3.1. A modellalkotással kapcsolatos problémák

A modellt meghatározó jellemzők:

- Geometriai viszonyok: jelenleg síkbeli modellel végzünk számításokat, de már látható hogy az igen fontos kérdések, például a szögekkel kapcsolatos modelltörvények kialakítása, kizárólag a térbeli modellel vizsgálható.
- Kényszerkapcsolatok: Ezek jelentik a rendszer peremfeltételeit, így általánosításuk roppant fontos. Például irányadó tételek lefektetése az alkalmazható kényszerek típusairól, valamint a szalagbekötések pontos helyeiről.
- Súrlódási viszonyok: Csúszás és súrlódás pontos viszonyainak feltárása a kopási felületek prognosztizálhatósága érdekében. Valamint ezen eredményekből következtetéseket lehessen levonni a kopás nagyságáról.
- Izomerő létrehozás: Mivel a tanszéken már igazolt eredményeket értünk el quadriceps-ben ébredő eredő erő meghatározásában, a korábbi kísérleti eredményeket kívánjuk felhasználni a modellen peremfeltételként.
- Terhelés: Az önsúly modellezése illetve külső terhelés hatása a modellre még nem feltérképezett, így ennek hatását is vizsgálni kell.

3.2. A modell létrehozása

Mivel a valódi három dimenziós térdizület meglehetősen bonyolult, célravezetőbb volt egy egyszerű modellt kialakítani, így haladva a bonyolultabb felé.

A csontok geometriai leképezése az MRI képek alapján felvett pontok segítségével az MSC. ADAMS program-rendszerben alapvető CAD műveletekkel (*spline-illesztések, kihúzás*) történt.

A modell tulajdonságai a következők:

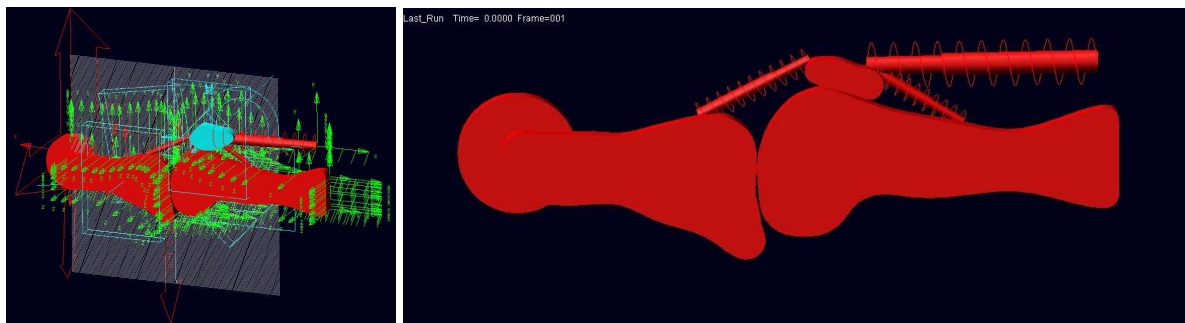
- Síkbeli (*a síkra merőleges, véges kiterjedéssel*);
- Önsúllyal rendelkező homogén kontinuum.

A térdmodell esetében olyan kényszerkapcsolatot kellett definiálni, amivel valóban hasonlóan fog viselkedni a valósághoz.

A modell kinematikai kényszerei a következők:

- A femur összes szabadságfoka lekötött (*Fixed Joint*);
- A tibia csak síkbeli mozgást végezhet (*Planar Joint*);
- A patella csak síkbeli mozgást végezhet (*Planar Joint*);
- A femur-tibia és a femur-patella között érintkezési kapcsolat van (*Contact*).

Az egyes elemeket rugókkal erősítettük egymáshoz, ahol a rugókkal modellezett szalagok bekötési helyeit a funkcionális anatómia szerint vettük fel (1. ábra).



1. ábra. A számítógépes modell

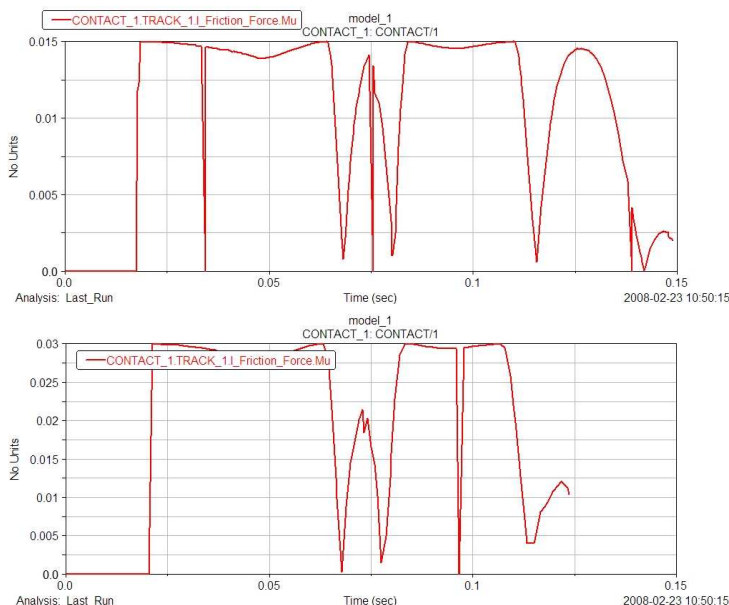
Terhelésként a gravitáció mellett egy koncentrált erővektor is hatott ($\vec{F}^T = [0 \quad -4 \quad 0]$ [N]) a tibia végpontjára, a testek között pedig súrlódás volt értelmezve. A mozgásbeli súrlódási tényezőt Wang [4] alapján $\mu = 0.07 - 0.08$ között választottam.

A rugók merevségéhez különböző értékeket rendeltem. A tibiát és a patellát összekötő szalag, a ligamentum patellae, a valóságban sem nyúlik meg, ezért itt a rugómerevséget végtelen nagynak vettem fel, mintha egy merev testtel lennének összekötve. A quadriceps-et modellező rugó merevségét 0.5 [N/mm] vettem fel.

4. Eredmények, következtetések

A modellt lefuttatva a következő eredményeket közölhetem:

- Valósághű mozgás létrehozása.
- A súrlódási tényező nagysága minőségben nem befolyásolja a csúszási-súrlódási viszonyokat (2. ábra);



2. ábra. Súrlódási tényező az idő függvényében

További feladatként a következőket tűztem ki:

- A térd modell-törvényeinek felállítása, amellyel 3D-s ízületi modell kezelhető;
- Modellparaméterek pontos megállapítása;
- Mennyiségi következtetések levonása a csúszási-súrlódási jelenségről (*milyen szakaszon, mekkora arányban, stb*).
- Különböző mozgások vizsgálata, ezen belül is izomerő változása és a μ hatásának kutatása.

Irodalom

- [1] J.Heegaard, P.F.Leyvraz, A. Curnier, L.Rakotomanana, R.Huiskes: The Biomechanics of Human Patella during passive knee flexion, Journal of Biomechanics Vol 28, Great Britain, 1995, 1272-1273 p.
- [2] F.Jourdan: Numerical wear modelling in dynamics and large strains, Wear 261, 2006, 283-284 p.
- [3] M.Kassai: Térdízület számítógépes mechanikai modellje (TDK dolgozat), Szent István Egyetem, Gödöllő, Magyarország, 2005, 12-14 és 18 o.
- [4] A. Wang: A unified theory of wear for ultra-high molecular weight polyethylene in multi-directional sliding, Wear 248, 2001, 38-47 p.

Fekete Gusztáv (doktorandus) – **Dr. Kátai László** (egyetemi docens)

Munkahely: Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, MEGI,

Cím: 2100, Magyarország, Gödöllő, Páter Károly u.1.

E-mail: fekete.gusztav@gek.szie.hu – katai.laszlo@fek.szie.hu